

EEN ALARMEREND PROBLEEM

Het reduceren van valse aritmie alarmen op de Spoedeisende Hulp door het combineren van het elektrocardiogram met het fotoplethysmogram.

Silvana Riphagen

Universiteit van Twente

s.riphagen@student.utwente.nl

Sanne Feiner

Universiteit van Twente

s.c.feiner@student.utwente.nl

Renée Hovenier

Universiteit van Twente

r.hovenier@student.utwente.nl

SAMENVATTING

Het aantal valse alarmen op de Spoedeisende Hulp is een groot probleem. Door de overvloed aan valse alarmen reageren zorgverleners minder adequaat op ware alarmen, wat de patiëntveiligheid in gevaar brengt. Het doel van deze studie is het ontwikkelen van een methode om het aantal valse alarmen op de Spoedeisende Hulp te reduceren. Hiervoor is een algoritme ontwikkeld waarin aritmiedetectie in het elektrocardiogram wordt gecontroleerd met signaaleigenschappen van het fotoplethysmogram. Dit algoritme leidt tot verhoogde specificiteit voor diverse aritmieën en heeft potentie om het aantal valse alarmen te reduceren. Door deze reductie zullen zorgverleners minder worden belast met onnodige alarmen.

ZOEKTERMEN

Valse alarmen, fotoplethysmogram, elektrocardiogram, Spoedeisende Hulp, aritmieën.

INTRODUCTIE

De Spoedeisende Hulp (SEH) is een dynamische afdeling waar veel verschillende patiënten, artsen en verpleegkundigen op de vloer aanwezig zijn. Een groot deel van de patiënten wordt voortdurend gemonitord. Een algoritme analyseert de fysiologische metingen en genereert een alarm bij een mogelijk levensbedreigende situatie. Dit alarm bestaat uit geluids- en lichtsignalen die de verpleegkundigen attenderen wanneer een dergelijke situatie door de monitor wordt geconstateerd. Deze kakofonie van geluiden maakt de SEH een lawaaierige omgeving. [1]

Hoewel de alarmen belangrijk zijn bij het waarschuwen voor levensbedreigende situaties, tonen verschillende

zorgverleners, maar het kan op deze manier ook de veiligheid van de patiënt in gevaar brengen. [2; 4; 5]

De grote hoeveelheid valse alarmen moet worden geminimaliseerd met behoud van de sensitiviteit voor klinisch relevante alarmen [1; 3]. In deze studie wordt onderzocht hoe het huidige algoritme kan worden uitgebreid om het aantal valse alarmen op de SEH te reduceren. In diverse studies zijn al methoden onderzocht om het aantal valse alarmen op de Intensive Care (IC) te verminderen. Tijdens deze studies werd gebruik gemaakt van het elektrocardiogram (ECG), het fotoplethysmogram (PPG) en de arteriële bloeddruk (ABP). Hieruit bleek dat het combineren van ECG- met ABP- en/of PPG-signalen veelbelovend is om het aantal valse alarmen te reduceren. [6; 7; 8; 9; 10; 11; 12]. Deze studies zijn echter gebaseerd op standaard meettechnieken op de IC en kunnen niet op dezelfde manier op de SEH worden toegepast. Zo wordt op de SEH de ABP zeer zelden gemeten. In deze studie wordt daarom onderzocht hoe het PPG-signaal kan worden gebruikt bij het reduceren van de hoeveelheid valse aritmie alarmen bij patiënten op de SEH om zo de patiëntveiligheid te verbeteren.

In het huidige algoritme wordt een alarm geactiveerd wanneer een afwijking wordt geconstateerd in het ECG-signaal. Dit algoritme wordt uitgebreid met een analyse van de signaaleigenschappen van het PPG-signaal. Valse alarmen kunnen ontstaan door de aanwezigheid van artefacten in het signaal. Het is onwaarschijnlijk dat ECG-gerelateerde artefacten ook worden gezien op het PPG, aangezien deze wordt gemeten door een onafhankelijke sensor, welke zich op een andere locatie op het lichaam bevindt dan de sensoren voor het ECG. Het lijkt daarom aannemelijk dat ware ECG-alarmen effectief kunnen

armen kunnen worden van het PPG-signaal.

METHODE

Gebruikt data

Er is gebruik gemaakt van de 2015 PhysioNet/CinC Challenge Database [13]. Deze database bestaat uit opnames van fysiologische parameters gemeten door een fysiologische monitor op de IC's van vier grote ziekenhuizen in Amerika en Europa. Elk bestand bestaat uit twee ECG-opnames en één of meer pulserende

aan alarmgeluiden kan “alarmvermoeidheid” optreden bij de zorgverleners. Dit houdt in dat zij minder gevoelig worden voor de alarmen en deze worden waargenomen als achtergrondgeluiden. Dit kan het Crying-Wolff effect veroorzaken, oftewel het niet meer adequaat reageren op belangrijke signalen. In sommige situaties worden geluiden zelfs compleet gedempt om de overlast van de alarmen te verminderen. Dit hoge percentage van valse alarmen is dus niet alleen hinderlijk voor de

Tabel 1: Definities van de aritmieën (vertaald uit [15])

Klinische toestand	Voorwaarde vereist om een alarm te genereren
Asystolie	Geen detectie van het QRS-complex voor minimaal 4 seconden
Extreme bradycardie	Hartfrequentie lager dan de limiet ingesteld voor extreme bradycardie gedurende vijf hartslagen (<40 slagen per minuut)
Extreme tachycardie	Hartfrequentie hoger dan de limiet ingesteld voor extreme tachycardie gedurende zeventien hartslagen (>140 slagen per minuut)
Ventrikelfibrilleren/-flutter	Fibrillerende golfvorm (sinusoïde golf tussen 2-10 Hz) voor minimaal 4 opeenvolgende seconden
Ventrikeltachycardie	Opeenvolgende ventriculaire contracties in combinatie met hartfrequentie boven ingestelde limiet voor ventrikeltachycardie (>100 slagen per minuut)

golfvormen, waaronder het PPG, de ABP en/of de ademhaling. De bestanden waarbij geen PPG-sig-naal beschikbaar is, zijn buiten beschouwing gelaten. Elk bestand bevat daarnaast een label met het alarmtype (asystolie, extreme bradycardie, extreme tachycardie, ventrikeltachycardie of ventrikelfibrilleren/-flutter) en of het een waar of vals alarm betreft. Voor de aritmieën is gebruik gemaakt van de definities zoals weergegeven in Tabel 1. [14; 15]

Ontwikkelen van het algoritme

Voor het detecteren van aritmieën is uitgegaan van het huidige ECG-algoritme dat in de fysiologische monitoren aanwezig is. Dit algoritme analyseert de signaaleigenschappen van één ECG-afleiding en bepaalt op basis van deze analyse of er een alarm af moet gaan. In MATLAB (MATLAB 6.1, The MatlabWorks Inc., Natick, MA, 2016a) is een additioneel algoritme ontwikkeld om een alarm, gegenereerd door dit standaard ECG-algoritme, te onderdrukken dan wel te bevestigen met behulp van het PPG-sig-naal. Het gecreëerde algoritme voert achtereenvolgens verschillende stappen uit, zoals weergegeven in Figuur 1.



Figuur 1: Flowchart voor het ontwikkelen van het algoritme met de drie hoofdonderdelen: 1) voorbereiden van het signaal 2) analyse van het signaal 3) valideren van het alarm.

Voorbereiden van het signaal

Eén van de meest voorkomende problemen bij de signaalverwerking is dat het signaal naast het gewenste signaal ook ruis bevat. Hiervoor is het signaal gefilterd met een Savitzky-Golay filter ($y = sgolayfilt(x, k, f)$). Voor een optimale werking van dit filter is gebruik gemaakt van een

vijfde orde polynoom en venstergrootte van 191. Deze optimale instellingen zijn gevonden door het filter steekproefsgewijs op een aantal bestanden te testen. Om dit filter toe te kunnen passen is het PPG-sig-naal allereerst gecorrigeerd voor missende datafragmenten door het signaal te resamplen ($Y = resample(X, P)$). Tot slot wordt het signaal geknipt tot 15 seconden voor het afgaan van het alarm.

Analyse van het signaal

De pieken in het PPG-sig-naal representeren de hartslagen en worden gebruikt om te bepalen of er sprake is van een aritmie. De pieken zijn gedetecteerd ($[PKS, LOCS] = findpeaks(Y)$) en vervolgens gebruikt om de hartfrequentie te berekenen. Daarnaast is de kwaliteit van het signaal beoordeeld met behulp van een signaalkwaliteitsindex (SQI). De golfvorm van het PPG-sig-naal wordt hiervoor vergeleken met een standaard sjabloon. De correlatie tussen het PPG-sig-naal en dit sjabloon geeft de SQI. Wanneer de SQI van het PPG-sig-naal lager is dan de ingestelde drempelwaarde, is de kwaliteit van het signaal te laag en mag het alarm niet worden onderdrukt.

Vervolgens is per aritmie gekeken hoe dit algoritme toegepast kan worden. Bij asystolie, extreme bradycardie en extreme tachycardie is het belangrijk om rekening te houden met de pulstransitietijd (PTT). Dit is gedefinieerd als de tijd die een bloeddruk-golf erover doet om van het hart naar de vingertop te verplaatsen en zorgt voor een vertraging tussen de pieken in het PPG- en ECG-sig-naal. Voor de PTT is in het algoritme gecompenseerd.

Onder normale omstandigheden laat het PPG-sig-naal het veranderende bloedvolume gedurende een hartslag zien. Bij ventrikeltachycardie en ventrikelfibrilleren/-flutter is geen effectieve contractie van atria en ventrikels, waardoor het bloedvolume in onder andere de vinger niet of slechts minimaal verandert. Hierdoor is geen mooi PPG-sig-naal waarneembaar. Bij de laatstgenoemde aritmieën is daarom slechts gekeken naar de kwaliteit van het PPG-sig-naal.

Valideren van het alarm

Het ontworpen algoritme beslist vervolgens of een alarm onderdrukt moet worden. Indien de kwaliteit van het signaal voldoende is, wordt een alarm voor

Tabel 2: Verdeling van het aantal ware en valse alarmen na validatie met het PPG-algoritme voor de vijf verschillende aritmieën. VP = vals positief, WN = waar negatief, WP = waar positief en VN = vals negatief.

Klinische toestand	Aantal alarmen	VP (%)	WN (%)	WP (%)	VN (%)	Sensitiviteit (%)	Specificiteit (%)
Asystolie							
Huidige algoritme	106	89 (84,0)	0 (0,0)	17 (16,0)	0 (0,0)	100,0	0,0
Ontworpen algoritme	106	16 (15,1)	73 (68,9)	16 (15,1)	1 (0,1)	94,1	82,0
Extreme bradycardie							
Huidige algoritme	77	38 (49,4)	0 (0,0)	39 (50,6)	0 (0,0)	100,0	0,0
Ontworpen algoritme	77	6 (7,8)	32 (41,6)	35 (45,5)	4 (5,2)	89,7	84,0
Extreme tachycardie							
Huidige algoritme	113	5 (4,4)	0 (0,0)	108 (95,6)	0 (0,0)	100,0	0,0
Ontworpen algoritme	113	4 (3,5)	1 (0,9)	108 (95,6)	0 (0,0)	100,0	20,0
Ventrikeltachycardie							
Huidige algoritme	47	41 (87,2)	0 (0,0)	6 (12,8)	0 (0,0)	100,0	0,0
Ontworpen algoritme	47	22 (46,8)	19 (40,4)	6 (12,8)	0 (0,0)	100,0	46,3
Ventrikelfibrilleren/-flutter							
Huidige algoritme	284	223 (78,5)	0 (0,0)	61 (21,5)	0 (0,0)	100,0	0,0
Ontworpen algoritme	284	162 (57,0)	61 (21,5)	60 (21,1)	1 (0,4)	98,4	27,4
Totaal/gemiddeld							
Huidige algoritme	627	396	0	231	0	100,0	0,0
Ontworpen algoritme	627	210	186	225	6	96,4	52,0

ventrikeltachycardie of ventrikelfibrilleren/-flutter altijd onderdrukt. Voor asystolie, extreme bradycardie en extreme tachycardie wordt daarnaast nog de hartfrequentie uit het PPG-signaal bepaald. Wanneer deze niet afwijkt, wordt het alarm onderdrukt. Wanneer de hartfrequentie wel afwijkt, wordt het alarm niet onderdrukt.

Statistische Analyse

Om te onderzoeken of de afname van het aantal valse alarmen significant en dus waardevol is, is een statistische analyse uitgevoerd. Het aantal valse alarmen in het huidige algoritme is hiervoor vergeleken met het aantal valse alarmen in het ontworpen algoritme door middel van een binominale toets in IBM SPSS Statistics (*IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp*). Een kans van $p < 0,01$ werd hierbij gezien als significant.

RESULTATEN

De aanpassingen aan het algoritme leiden tot een nieuwe verdeling van de alarmen. In Tabel 2 is het aantal ware en valse alarmen weergegeven per aritmie. De resultaten wijzen uit dat met het ontworpen algoritme 186 van de in totaal 396 valse alarmen onderdrukt kunnen worden ($p < 0,01$). De specificiteit neemt hierdoor toe naar 52,0%. De grootste toename in specificiteit, namelijk van 0,0% naar 84,0%, wordt bereikt bij extreme bradycardie. Bij asystolie, extreme tachycardie, ventrikeltachycardie en ventrikelfibrilleren/-flutter neemt de specificiteit toe naar respectievelijk 82,0%, 20,0%, 46,3% en 27,4%. Als gevolg van het ontworpen algoritme zullen echter ook 6 van de 231 ware alarmen onderdrukt worden. Dit zorgt voor een afname van de sensitiviteit van 100% naar 96,4%.

DISCUSSIE

Met het ontworpen algoritme worden 186 van de in totaal 296 valse alarmen onderdrukt. De grootste toename in specificiteit wordt bereikt bij extreme bradycardie. In de gebruikte data worden echter ook ware alarmen onderdrukt. Om de patiëntveiligheid te kunnen waarborgen, is het van belang dat deze alarmen wel af gaan. Bij herbeoordeling van de alarmen bleek dat de markering van de ECG-alarmen, zoals opgesteld door de deskundigen van de Physionet database, in deze gevallen niet overeenkwam met de beoordelingscriteria. Onbekend is hoe strikt deze criteria gevolgd zijn bij het beoordelen van de ECG-opnames. Het gebruik van de database brengt nog meer beperkingen met zich mee. Zoals te zien is in Tabel 2, is er sprake van een onevenwichtige steekproefgrootte en van een ongelijke verdeling tussen zowel de verschillende aritmieën als de ware en valse alarmen.

Voor implementatie is er meer onderzoek nodig naar de veiligheid van het ontworpen algoritme. Allereerst moet het algoritme op een andere dataset toegepast worden om de resultaten te valideren. Daarnaast moet zorgvuldig worden omgegaan met het gebruik van de SQI. De verdeling van de SQI is waarschijnlijk afhankelijk van het type aritmie, maar bewijs hiervoor ontbreekt. Verder is meer kennis nodig over hoe de verschillende aritmieën terug te vinden zijn in het PPG-signaal. Tot slot zou de vertraging tussen het ECG- en PPG-signaal idealiter patiëntspecifiek moeten worden bepaald, omdat de PTT verschillend is per patiënt.

CONCLUSIE

Het aantal valse alarmen op de SEH kan effectief worden gereduceerd door de aritmiedetectie in het ECG-signaal te controleren met het PPG-signaal. Het ontworpen algoritme, dat gebruik maakt van de kwaliteit van het PPG-signaal en/of de hartfrequentie die volgt uit het PPG-signaal, kan het aantal valse alarmen verminderen bij asystolie, extreme bradycardie, ventrikeltachycardie en ventrikelfibrilleren/-flutter. Bij extreme tachycardie is geen significante afname van het aantal valse alarmen verkregen.

TOEKOMSTPERSPECTIEF

De huidige studie is een retrospectief onderzoek, waarbij historische data is gebruikt. Wanneer de resultaten van vervolgonderzoek positief zijn, zullen uiteindelijk fabrikanten van de fysiologische monitoren de algoritmes in hun monitoren kunnen verwerken. De controle van het ECG-signaal door analyse van signaaleigenschappen van het PPG-signaal zal dan real-time plaats kunnen vinden. Deze toepassingen zullen geen invloed hebben op de manier van werken van de zorgverleners. Wel zullen zij minder belast worden met valse alarmen. Dit geldt natuurlijk niet alleen voor de SEH, maar alle afdelingen waar gebruik wordt gemaakt van gelijktijdige ECG- en PPG-metingen kunnen voordelen hebben van het gebruik van dit algoritme. Dit is mogelijk een grote verbetering voor de patiëntveiligheid.

ROL VAN DE STUDENTEN

In dit onderzoek is samengewerkt door Sanne Feiner, Renée Hovenier en Silvana Riphagen, allen student Technische Geneeskunde. Het probleem is voorgelegd door drs. Mariska Zwartsenburg, Spoedeisende Hulp arts in het OLVG te Amsterdam. Het ontwerpen en toetsen van het algoritme, de verwerking van de resultaten en de formulering van de conclusies is gedaan door de studenten. Zij stonden hierbij onder supervisie van drs M.M.S. Zwartsenburg, MSc M.C. Hermans en BSc A. van der Schot.

REFERENTIES

1. Way, R.B., Dip, S.A.B. & Wilson, S.J. (2014). Whats that noise? Bedside monitoring in the Emergency Department. *International Emergency Nursing*, 22, 197-201. doi:10.1016/j.ienj.2014.01.001
2. Imhoff, M., Kuhls, S., Gather, U. & Fried, R. (2009). Smart alarms from medical devices in the OR and ICU. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 23, 39-50. doi:10.1016/j.bpa.2008.07.008
3. Siebig, S., Kuhls, S., Imhoff, M., et al. (2010). Collection of annotated data in a clinical validation study for alarm algorithms in intensive care - a methodologic framework.

- Journal of Critical Care*, 25, 128-135. doi:10.1016/j.jcrc.2008.09.001
4. Imhoff, M. & Kuhls, S. (2006). Alarm algorithms in critical care monitoring. *Anesthesia & Analgesia*, 102, 1525-1537. doi:10.1213/01.ane.0000204385.01983.61
5. Drew, B.J., Harris, P., Zegre-Hemsey, J.K., et al. (2014). Insights into the problem of alarm fatigue with physiologic monitoring devices: A comprehensive observational study of consecutive intensive care unit patients. *PLoS ONE*, 9(10), 1-23. doi:10.1371/journal.pone.0110274
6. Fallet, S., Yazdani, S. & Vesin, J.-M. (2016). False arrhythmia alarms reduction in the intensive care unit: a multimodal approach. *Physiological Measurement*, 37, 1217-1233. doi:10.1088/0967-3334/37/8/1217
7. Krasteva, V., Jekova, I., Leber, R., et al. (2016). Realtime arrhythmia detection with supplementary ECG quality and pulse wave monitoring for the reduction of false alarms in ICUs. *Physiological Measurement*, 37, 1237-1262. doi:10.1088/0967-3334/37/8/1273
8. Plesinger, F., Klimes, P., Halamek, J. & Jurak, P. (2016). Taming of the monitors: reducing false alarms in intensive care units. *Physiological Measurement*, 37, 1313-1325. doi:10.1088/0967-3334/37/8/1313
9. Rodrigues, R. & Couto, P. (2016). Detection of false arrhythmia alarms with emphasis on ventricular tachycardia. *Physiological Measurement*, 37, 1326-1340. doi:10.1088/0967-3334/37/8/1326
10. Zhang, Q., Chen, X., Fang, Z., et al. (2017). Reducing false arrhythmia alarm rates using robust heart rate estimation and cost-sensitive support vector machines. *Physiological Measurement*, 38, 259-272. doi:10.1088/1361-6579/38/2/259
11. Eerikainen, L.M., Vanschoren, J., Rooijakkers, M.J., et al. (2016). Reduction of false arrhythmia alarms using signal selection and machine learning. *Physiological Measurement*, 37, 1204-1217. doi:10.1088/0967-3334/37/8/1204
12. Johnson, A.E.W., Behar, J., Andreotti, F., et al. (2015). Multimodal heart beat detection using signal quality indices. *Physiological Measurement*, 36(8), 1665-1677. doi:10.1088/0967-3334/36/8/1665
13. Goldberger A.L., Amaral L.A.N., Glass L., et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13)]
14. Clifford, G.D., Silva, I., Moody, B., et al. (2015). Reducing False Arrhythmia Alarms in the ICU: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2015. *Computing in Cardiology*, 42, 273-276.
15. Koninklijke Philips Electronics N. V. (Producer) (2008). IntelliVue Patient Monitor - Instructions for use. 1-496